

日本国特許庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

28,09.00

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application:

1999年 9月29日

REC'D 17 NOV 2000

出願番号
Application Number:

平成11年特許願第276450号

WIPO PCT

出願人
Applicant(s):

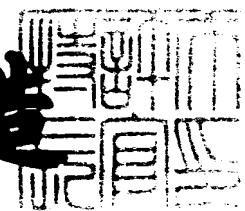
アークレイ株式会社

PRIORITY
DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17 (a) OR (b)

2000年11月 6日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及川耕造



出証番号 出証特2000-3089889

【書類名】 特許願
 【整理番号】 P11-275929
 【提出日】 平成11年 9月29日
 【あて先】 特許庁長官殿
 【国際特許分類】 G01N 30/02
 【発明の名称】 高速液体クロマトグラフィー装置
 【請求項の数】 6
 【発明者】
 【住所又は居所】 京都府京都市南区東九条西明田町57 株式会社京都第一科学内
 【氏名】 鎌田 高徳
 【発明者】
 【住所又は居所】 京都府京都市南区東九条西明田町57 株式会社京都第一科学内
 【氏名】 廣瀬 和典
 【特許出願人】
 【識別番号】 000141897
 【住所又は居所】 京都府京都市南区東九条西明田町57
 【氏名又は名称】 株式会社京都第一科学
 【代理人】
 【識別番号】 100086380
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 吉田 稔
 【選任した代理人】
 【識別番号】 100103078
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 田中 達也
 【選任した代理人】
 【識別番号】 100105832

【弁理士】

【氏名又は名称】 福元 義和

【連絡先】 06-6764-6664

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 024198

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9804533

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 高速液体クロマトグラフィー装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】 検体を希釈液により希釈してなる試料と、移動相としての溶離液とをカラムに供給し、カラムによって分離された成分と前記溶離液とからなる被検液を検出器に供給して、この検出器の測定流路を流れる前記被検液の吸光度を測定することによって、前記検体中の任意の成分の成分比率を測定する高速液体クロマトグラフィー装置であって、

前記検出器は、前記カラムからの前記被検液が流入する供給流路と、この供給流路を通った前記被検液を前記測定流路に流入させる渦流生成路とを有しており、

前記渦流生成路は、前記測定流路に流入する前記被検液に渦流を生じさせることにより流路断面における濃度を均一化させる構成としたことを特徴とする、高速液体クロマトグラフィー装置。

【請求項2】 前記検体は、血液であり、

前記血液中のヘモグロビンにおける糖化ヘモグロビンの比率を測定する構成とした、請求項1に記載の高速液体クロマトグラフィー装置。

【請求項3】 前記渦流生成路は、前記供給流路および前記測定流路よりも流路断面積が小さく、かつ、前記渦流生成路の軸芯は、前記測定流路の軸芯を外れた方向に向かって延びている、請求項1または2に記載の高速液体クロマトグラフィー装置。

【請求項4】 前記渦流生成路の軸芯は、前記供給流路の軸芯と交差する、請求項3に記載の高速液体クロマトグラフィー装置。

【請求項5】 前記渦流生成路の軸芯は、前記供給流路の軸芯および前記測定流路の軸芯とねじれの位置にある、請求項3に記載の高速液体クロマトグラフィー装置。

【請求項6】 前記渦流生成路は、前記供給流路側から前記測定流路側にかけて次第に流路断面積が小さくなっている、請求項3ないし5のいずれかに記載の高速液体クロマトグラフィー装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、高速液体クロマトグラフィー装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

高速液体クロマトグラフィー装置の一例として、血液中のヘモグロビンにおけるヘモグロビンA1c（以下「HbA1c」と記す）の割合を測定することにより、糖尿病の診断に資する糖化ヘモグロビン測定装置が存在する。この糖化ヘモグロビン測定装置においては、従来、検体としての血液を希釈液で希釈してなる試料の濃度によってHbA1cの測定値が変動し、正確な測定値が得られなかつた。すなわち、全ヘモグロビン中のHbA1cの割合が同じ血液であっても、試料の濃度によって測定値が異なっていた。

【0003】

この原因としては、カラムから検出器としての分光光度計の測定流路に至るまでの管路中で、カラムから流出する被検液が層流になり、測定流路において被検液に流路半径方向の濃度勾配が生じる結果、ヘモグロビンの大部分を占めるヘモグロビンA0（以下「HbA0」と記す）を正確に測定することができず、ヘモグロビン全体の測定量に誤差が生じるためと考えられる。

【0004】

すなわち、カラムによって成分別に分離された試料と溶離液とからなる被検液は、管路の管壁抵抗によって、管断面の中心部と比較して周縁部の流速が遅くなつており、この状態が測定流路においても維持されるため、測定流路において流路断面の中心から周縁に向かう方向に被検液の濃度勾配を生じ、管壁近傍が液置換せずに濃度の薄い液になる結果、正確な測定が行なえないものである。特に、このような層流の影響は、被検液の濃度が濃いほど大きいので、ヘモグロビンの大部分を占めるHbA0の測定値に影響を及ぼし、HbA0の測定値が真値よりも小さくなってしまう。

【0005】

この考察は、試料の濃度が濃いほどHbA1cの測定値が高くなってしまうという経験則と一致する。すなわち、試料の濃度が濃いほど層流の影響が大きく、HbA0の測定値が真値よりも小さくなってしまう結果、全ヘモグロビンの測定結果が真値よりも小さくなり、それによって全ヘモグロビン中のHbA1cの割合が計算上大きくなってしまうのである。

【0006】

また、カラムによる分離に充分長い時間をかけば、被検液の濃度が低下し、層流の影響を軽減できるのであるが、高速液体クロマトグラフィーを利用した糖化ヘモグロビン測定装置においては、多数の検体を短時間で測定する必要があり、カラムによる分離に長時間をかけることは不可能である。

【0007】

そこで、従来、カラムから検出器に至るまでの管路であって、検出器付近の位置に、拡散コイルと呼称される螺旋状の配管を設け、この拡散コイルによって被検液を混合し、層流における流路半径方向の濃度勾配を緩和することができ、また、本来溶出されている成分のピークを鈍くすることによって、被検液の濃度変化を緩和させ、これによってHbA0の測定値を真値に近づけるように工夫した糖化ヘモグロビン測定装置が提案されている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、拡散コイルを用いた従来の糖化ヘモグロビン測定装置では、高濃度成分であるHbA0の測定値を真値に近づけることができるものの、カラムによって分離された成分が拡散コイルによって混合される結果、低濃度成分のピークも鈍ってしまい、分析能力が低下するという課題があった。また、カラムによって一旦分離した成分を拡散コイルによって混合するので、クロマトグラムにおけるピークの半値幅が広がる結果、溶出した成分を分析するために、分離に要した時間以上に分析時間がかかるという課題もあった。

【0009】

【発明の開示】

本発明は、上記した事情のもとで考え出されたものであって、試料の濃度のば

らつきに起因する高濃度成分の測定誤差を解消できると同時に、拡散コイルに起因する低濃度成分の分析能力の低下や溶出成分の分析時間の増加をなくすことができる結果、正確かつ迅速な測定を行なえる高速液体クロマトグラフィー装置を提供することを、その目的とする。

【0010】

上記の課題を解決するため、本発明では、次の技術的手段を講じている。

【0011】

本発明の第1の側面によれば、検体を希釈液により希釈してなる試料と、移動相としての溶離液とをカラムに供給し、カラムによって分離された成分と前記溶離液とからなる被検液を検出器に供給して、この検出器の測定流路を流れる前記被検液の吸光度を測定することによって、前記検体中の任意の成分の成分比率を測定する高速液体クロマトグラフィー装置であって、検出器は、前記カラムからの前記被検液が流入する供給流路と、この供給流路を通った前記被検液を前記測定流路に流入させる渦流生成路とを有しており、渦流生成路は、前記測定流路に流入する前記被検液に渦流を生じさせることにより流路断面における濃度を均一化させる構成としたことを特徴とする、高速液体クロマトグラフィー装置が提供される。

【0012】

好ましい実施の形態によれば、検体は、血液であり、血液中のヘモグロビンにおける糖化ヘモグロビンの比率を測定する構成とした。

【0013】

他の好ましい実施の形態によれば、渦流生成路は、前記供給流路および前記測定流路よりも流路断面積が小さく、かつ、前記渦流生成路の軸芯は、前記測定流路の軸芯を外れた方向に向かって延びている。

【0014】

他の好ましい実施の形態によれば、渦流生成路の軸芯は、前記供給流路の軸芯と交差する。

【0015】

他の好ましい実施の形態によれば、渦流生成路の軸芯は、前記供給流路の軸芯

および前記測定流路の軸芯とねじれの位置にある。

【0016】

他の好ましい実施の形態によれば、渦流生成路は、前記供給流路側から前記測定流路側にかけて次第に流路断面積が小さくなっている。

【0017】

このように、測定流路直前の渦流生成路を、測定流路に流入する被検液に渦流を生じさせることにより流路断面における濃度を均一化させる構成としたので、測定流路に流入する被検液を短時間で拡散させることができる。したがって、測定流路の流路断面において被検液の濃度勾配を生じないことから、試料の濃度のばらつきに起因する高濃度成分の測定誤差を解消できる。しかも、被検液の拡散を必要最小限に抑えることができることから、拡散コイルに起因する低濃度成分の分析能力の低下や溶出成分の分析時間の増加をなくすことができる。この結果、正確かつ迅速な測定を行なえる。

【0018】

本発明のその他の特徴および利点は、添付図面を参照して以下に行う詳細な説明によって、より明らかとなろう。

【0019】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好ましい実施の形態を、図面を参照して具体的に説明する。

【0020】

図1は、本発明に係る高速液体クロマトグラフィー装置の一例としての糖化ヘモグロビン測定装置の概略構成図であって、この糖化ヘモグロビン測定装置は、試料前処理部1、分析部2、インジェクションバルブ3、制御装置4、および排液部5を備えている。試料前処理部1は、試料調製部11、および送液ポンプ12を備えている。分析部2は、溶離液調製部21、送液ポンプ22、カラム23、および検出器24を備えている。インジェクションバルブ3は、インジェクションループ31を備えているとともに、6個のポート3a～3fを有している。ポート3aはカラム23に接続され、ポート3bは送液ポンプ22に接続され、ポート3cはインジェクションループ31の一端に接続され、ポート3d、3e

は試料調製部11に接続され、ポート3fはインジェクションループ31の他端に接続されている。

【0021】

試料前処理部1は、試料を調製してインジェクションループ31に導入する。分析部2は、インジェクションループ31から注入された試料を成分分離して測定する。インジェクションバルブ3は、インジェクションループ31を試料前処理部1の試料調製部11に接続する状態と分析部2のカラム23に接続する状態とに切り替わる。制御装置4は、マイクロコンピュータなどを備えており、試料前処理部1の送液ポンプ12、分析部2の送液ポンプ22、インジェクションバルブ3、および排液部5のポンプやバルブなどを駆動制御するとともに、検出器24からの検出信号に基づいて測定結果を図外の記録部に印刷させ、また図外の表示部に表示させる。排液部5は、試料前処理部1および分析部2からの排液を処理する。

【0022】

試料調製部11は、検体としての血液を図外の検体収容容器から所定量吸引し、希釀液により希釀することによって試料を調製する。調製された試料は、試料調製部11に内蔵されている希釀槽に貯留される。送液ポンプ12は、試料調製部11により調製された試料を希釀槽からインジェクションループ31に送り込む。

【0023】

溶離液調製部21は、移動相としての溶離液を調製する。溶離液調製部21には、相互に濃度の異なる溶離液を貯留する複数の溶離液槽や、これら溶離液槽からの溶離液の流路を合流させるマニホールドなどが備えられている。送液ポンプ22は、溶離液調製部21によって調製された溶離液をインジェクションバルブ3を介してカラム23に送り込む。カラム23は、溶離液とともに供給される試料を目的成分毎に分離する。検出器24は、分光光度計などを備えており、カラム23により分離された成分と溶離液とからなる被検液の吸光度を測定する。

【0024】

インジェクションループ31は、試料を所定量貯留する。

【0025】

なお、試料前処理部1や分析部2の全体的な構成は周知であるので、これ以上の具体的な説明は省略する。

【0026】

図2は、検出器24の一部切欠斜視図であって、検出器24は、セル41、発光素子収容部42、および受光素子収容部43を備えている。セル41と発光素子収容部42との間には、円板状の透明板45、および円形のレンズ46が設置されており、セル41と受光素子収容部43との間には、円板状の透明板47、および円形のレンズ48が設置されている。発光素子収容部42とレンズ46との間には、レンズ押えとしてのOリング51が介装されており、受光素子収容部43とレンズ48との間には、レンズ押えとしてのOリング52が介装されている。Oリング51、52は、半径方向の断面が円形である。なお図示していないが、発光素子収容部42には、発光素子としてのたとえばハロゲンランプが設置され、受光素子収容部43には、受光素子としてのたとえばホトダイオードあるいはホトトランジスタが設置される。また、セル41と発光素子収容部42との間には、パッキンが介装されている。また、セル41と受光素子収容部43との間には、パッキンが介装されている。透明板45および透明板47は、全体が透明であってもよいし、測定流路55に対応する部分すなわち中央部付近だけが透明であってもよい。

【0027】

セル41には、カラム23からの被検液と測定用の光とが通過する測定流路55と、カラム23からの被検液が流入する供給流路56と、測定流路55を通過した被検液を検出器24の外部に導く排出流路57とが形成されている。

【0028】

図3は、セル41の正面図、図4は、図3におけるA-A矢視断面図であって、測定流路55は、セル41のほぼ中心部を厚み方向に貫通する直線状に形成されている。供給流路56は、セル41の右端面から測定流路55の下方まで直線状に延び、そこで直角に屈曲して、セル41の正面まで直線状に延びている。供給流路56と測定流路55とは渦流生成路58を介して連通している。排出流路

57は、測定流路55の終端からセル41の背面を上面側に延び、直角に屈曲してセル41の正面側に延び、さらに直角に屈曲してセル41の上面まで直線状に延びている。

【0029】

図5は、セル41における渦流生成路58付近の拡大図であって、セル41の正面には、供給流路56の終端から測定流路55の始端に至る溝59が形成されており、この溝59によって渦流生成路58が構成されている。すなわち、セル41と透明板47とを当接させることにより、溝59の部分が両端を除いて閉塞された空間となり、この空間が渦流生成路58を構成する。溝59は、供給流路56側から測定流路55側にかけて先細り状になっており、かつ、供給流路56の軸芯56aと測定流路55の軸芯55aとを結ぶ線分Bに対して傾斜する方向に延びている。渦流生成路58の被検液流れ方向と直交する方向の溝59の断面形状は、半円形である。

【0030】

次に動作を説明する。いま、インジェクションバルブ3のポート3bとポート3cとが連通し、ポート3dとポート3eとが連通し、ポート3fとポート3aとが連通しているものとする。送液ポンプ22により溶離液調製部21からインジェクションバルブ3のポート3bに供給された溶離液は、ポート3c、インジェクションループ31、ポート3f、およびポート3aを通ってカラム23に流入する。したがって、インジェクションループ31に貯留されている所定量の試料は、溶離液調製部21からの溶離液とともにカラム23に流入し、試料の注入が行われる。

【0031】

この後、送液ポンプ12により試料調製部11からインジェクションバルブ3のポート3eに洗浄液が送出され、この洗浄液は、排液としてポート3dから試料調製部11の希釀槽に至る。これにより、試料前処理部1における試料の流路に残留した試料が洗浄液により除去される。

【0032】

この後、試料調製部11の各部が制御装置4によって制御されることにより、

検体収容容器から所定量の血液が吸引され、所定の希釀液により希釀されて、試料の調製が行われる。

【0033】

この後、制御装置4によってインジェクションバルブ3の接続状態が切り替えられ、ポート3aとポート3bとが連通し、ポート3cとポート3dとが連通し、ポート3eとポート3fとが連通する。そして、送液ポンプ12により試料が試料調製部11からインジェクションバルブ3のポート3eに送出される。インジェクションバルブ3のポート3eはポート3fに接続された状態であるので、試料はインジェクションループ31に流入し、インジェクションループ31に所定量の試料が導入される。インジェクションループ31から溢れた試料は、排液としてポート3c, 3dを通って試料調製部11の希釀槽に戻る。なお、溶離液調製部21からインジェクションバルブ3のポート3bに送出された溶離液は、インジェクションループ31を通らずにポート3aから流出し、カラム23に供給される。

【0034】

一方、溶離液とともにカラム23に注入された試料は、カラム23により分離され、分離された成分と溶離液とからなる被検液が検出器24に供給されて、検出器24の測定流路55を通る被検液の吸光度が検出器24により測定され、検出器24からの検出信号が制御部4に入力されて、HbA1ab, HbF, HbA1c, HbA0などのクロマトグラムや各成分の比率などが測定結果として表示されるとともに記録用紙上に印刷される。

【0035】

このとき、供給流路56と測定流路55との間に渦流生成路58が設けられているので、被検液に渦流が生じ、流路断面における濃度が均一化される。すなわち、渦流生成路58が先細り状であるので、被検液の流速が高速化され、しかも、渦流生成路58が測定流路55の直前に位置し、かつ渦流生成路58は線分Bに対して傾斜する方向に延びているので、測定流路55の始端において被検液が軸芯55aから外れた方向に流入することから、測定流路55の始端部において被検液が瞬間的に螺旋状を描くように流れ、この結果、被検液が短時間で拡散さ

れる。したがって、測定流路55の被検液は、流路断面における濃度が均一化され、濃度勾配を生じることがない。

【0036】

検出器24を通過した被検液は、機外の排液収容設備に至る。また、排液部5に吸引された排液は、機外の排液収容設備に排出される。

【0037】

図6は、血液の希釈倍率と糖化ヘモグロビン測定装置によるHbA1cの測定結果との関係を示す説明図であって、横軸は血液の希釈倍率の逆数、縦軸は全ヘモグロビン中のHbA1cの割合である。図6において、実線は上記実施形態における糖化ヘモグロビン測定装置による測定結果を表しており、破線は拡散コイルを備えていない従来の糖化ヘモグロビン測定装置による測定結果を表している。図6から明らかなように、上記実施形態における糖化ヘモグロビン測定装置によれば、血液の希釈倍率の変化に対するHbA1cの測定値の変化が、拡散コイルを備えていない従来の糖化ヘモグロビン測定装置と比較して格段に少ない。なお、拡散コイルを備えた従来の糖化ヘモグロビン測定装置によれば、血液の希釈倍率の変化に対するHbA1cの測定値の変化は比較的小さいものの、低濃度成分の分析能力が大幅に低下するとともに、溶出成分の分析時間が大幅に増加することが、実験により確認されている。

【0038】

このように、供給流路56と測定流路55との間に渦流生成路58を設けたので、測定流路55に流入する被検液を短時間で拡散させて、測定流路55の流路断面における被検液の濃度を均一化できることから、試料の濃度のばらつきに起因するHbA0の測定誤差を解消できる。しかも、被検液の拡散を必要最小限に抑えることができることから、従来の糖化ヘモグロビン測定装置における拡散コイルに起因する低濃度成分の分析能力の低下や溶出成分の分析時間の増加をなくすことができる。この結果、正確かつ迅速な測定を行なえる。

【0039】

なお、上記実施形態においては、図5に示すように、供給流路56側から測定流路55側にかけて次第に先細り状になる渦流生成路58を設けたが、図7に示

すように、供給流路56側から測定流路55側にかけて次第に先太り状になる渦流生成路61を設けてもよい。

【0040】

あるいは、図8に示すように、供給流路56の終端から測定流路55の始端に至るまで、一様な流路断面積の渦流生成路62を設けてもよい。渦流生成路62の半径は、測定流路55の半径および供給流路56の半径よりも小さい。渦流生成路62の軸芯は、供給流路56の軸芯56aと測定流路55の軸芯55aとを結ぶ線分Bと平行である。すなわち、渦流生成路62の軸芯は、供給流路56の軸芯56aおよび測定流路55の軸芯55aとねじれの位置にある

【0041】

また、図9～図14に示すようなセルを用いてもよい。すなわち、図9は、別の実施形態におけるセルの正面図、図10は、図9におけるC-C矢視断面図、図11は、図9におけるD-D矢視断面図、図12は、図9におけるE-E矢視断面図、図13は、同背面図、図14は、渦流生成路付近の拡大図であって、このセル71においては、供給流路72と渦流生成路73とが直交しておらず、ほぼ45度の角度をなしている。その他の構成はセル41とほぼ同様である。もちろん、渦流生成路73は測定流路74に連通しており、測定流路74は排出流路75に連通している。

【0042】

なお、糖化ヘモグロビン測定装置の全体構成、検出器24およびセル41、71の具体的構成、ならびに渦流生成路58、73の具体的形状などは、上記各実施形態のように限定されるものではない。

【0043】

また、上記各実施形態においては、本発明の高速液体クロマトグラフィー装置を糖化ヘモグロビン測定装置として利用したが、本発明の高速液体クロマトグラフィー装置は、糖化ヘモグロビン測定装置以外の検体測定装置としてももちろん利用できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明に係る高速液体クロマトグラフィー装置の一例としての糖化ヘモグロビン測定装置の概略構成図である。

【図2】

図1に示す糖化ヘモグロビン測定装置に備えられた検出器の一部切欠斜視図である。

【図3】

図2に示す検出器に備えられたセルの正面図である。

【図4】

図3におけるA-A矢視断面図である。

【図5】

図3に示すセルにおける渦流生成路付近の拡大図である。

【図6】

血液の希釈倍率とHbA1cの測定値との関係の説明図である。

【図7】

他の実施形態における渦流生成路付近の拡大図である。

【図8】

さらに他の実施形態における渦流生成路付近の拡大図である。

【図9】

さらに他の実施形態におけるセルの正面図である。

【図10】

図9におけるC-C矢視断面図である。

【図11】

図9におけるD-D矢視断面図である。

【図12】

図9におけるE-E矢視断面図である。

【図13】

図9に示すセルの背面図である。

【図14】

図9に示すセルにおける渦流生成路付近の拡大図である。

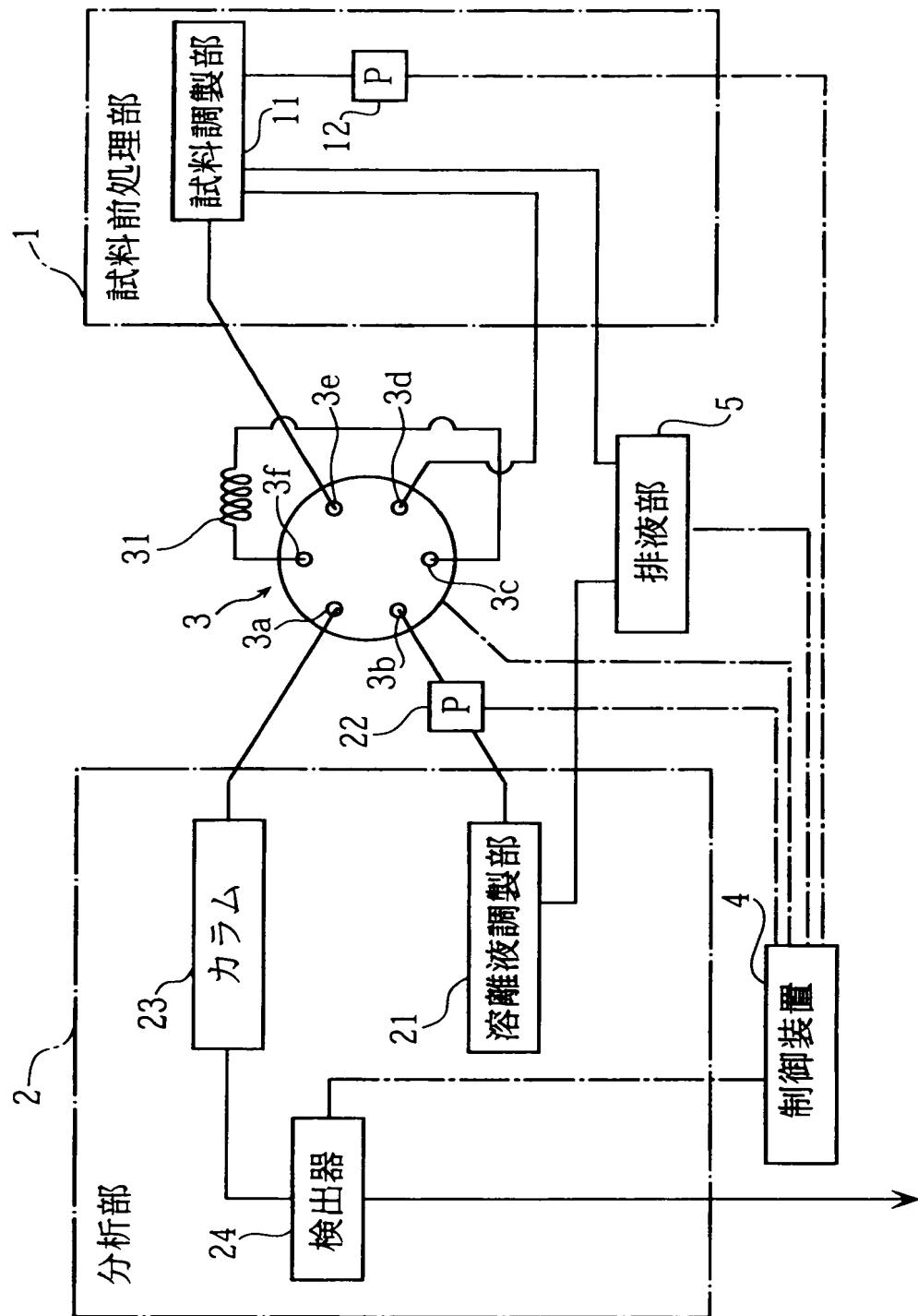
【符号の説明】

- 2 3 カラム
- 2 4 検出器
- 4 1 セル
- 5 5 測定流路
- 5 6 供給流路
- 5 7 排出流路
- 5 8 涡流生成路
- 5 9 溝
- 6 1 涡流生成路
- 6 2 涡流生成路
- 7 1 セル
- 7 2 供給流路
- 7 3 涡流生成路
- 7 4 測定流路
- 7 5 排出流路

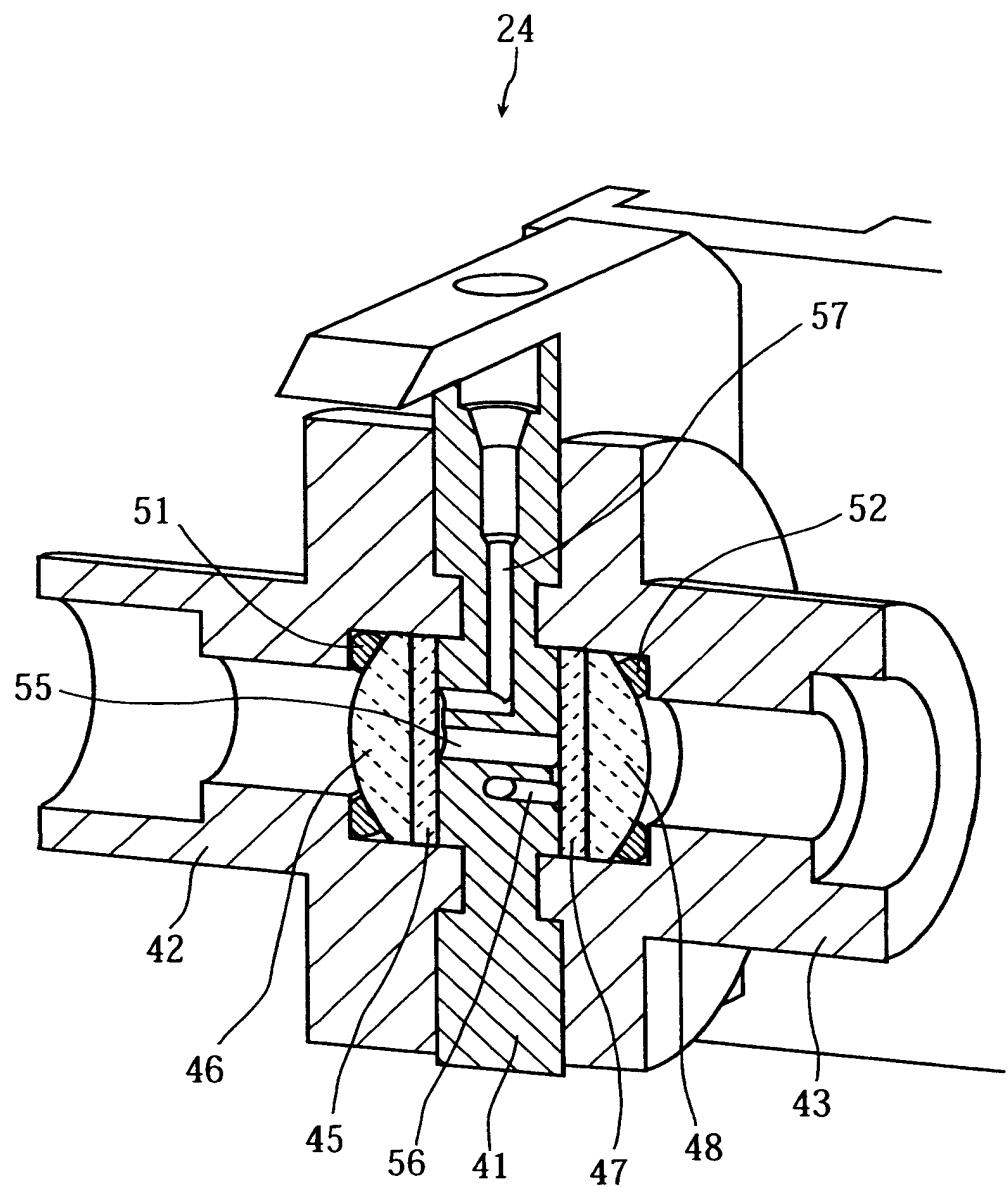
【書類名】

図面

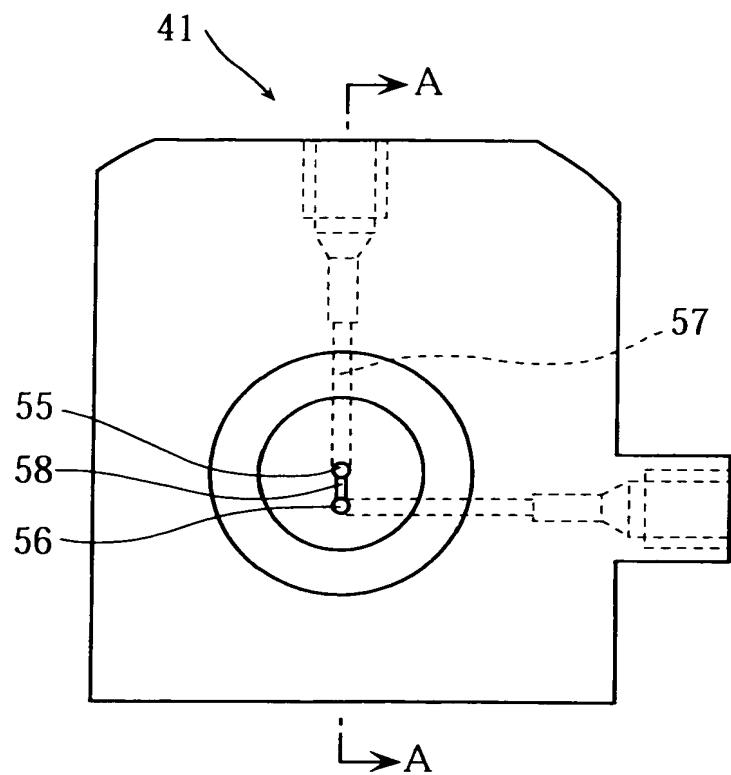
【図1】



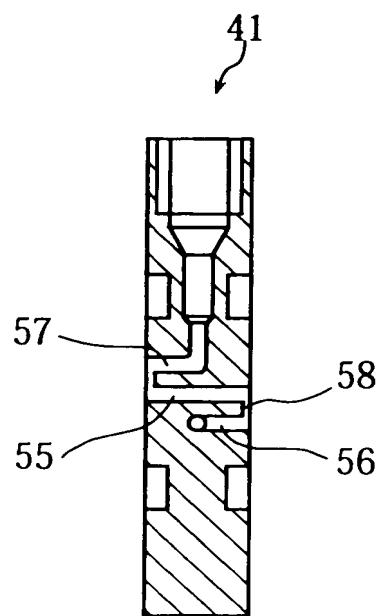
【図2】



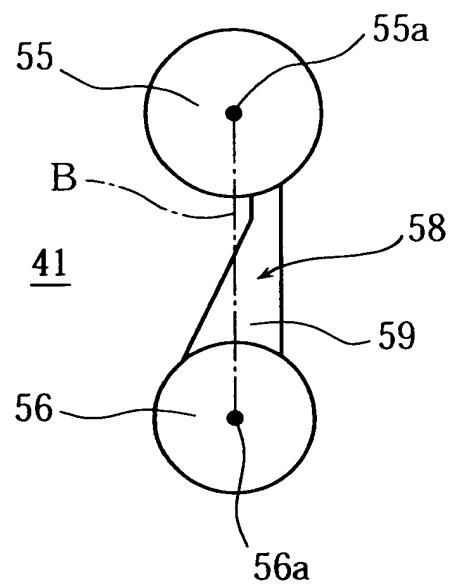
【図3】



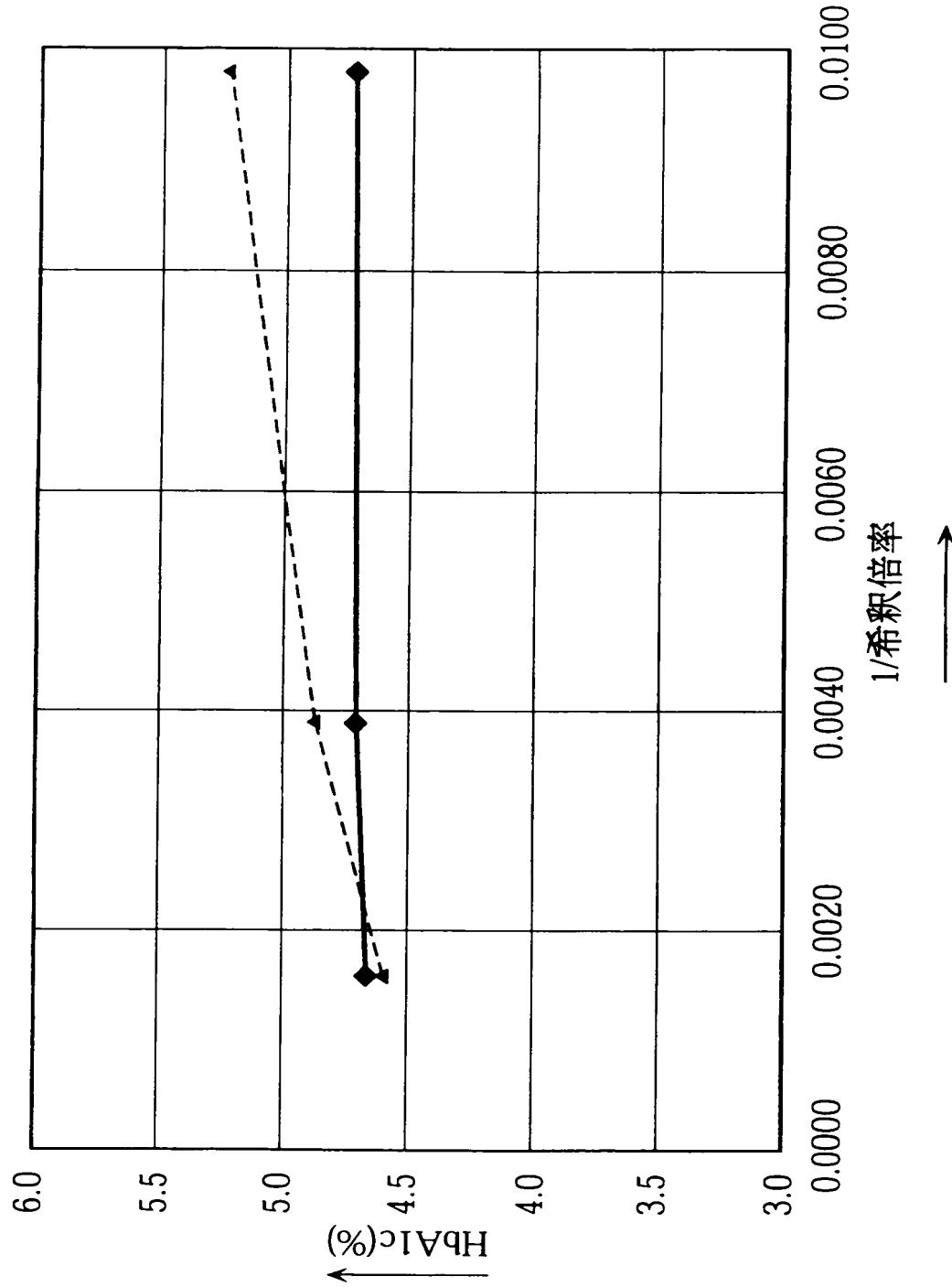
【図4】



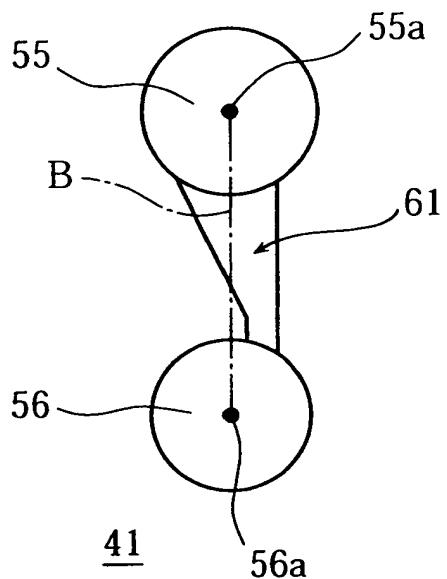
【図5】



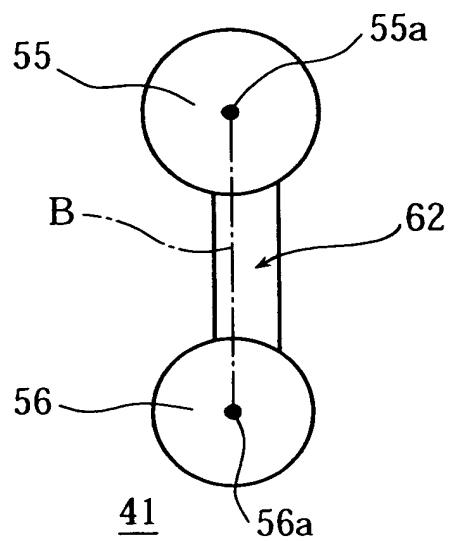
【図6】



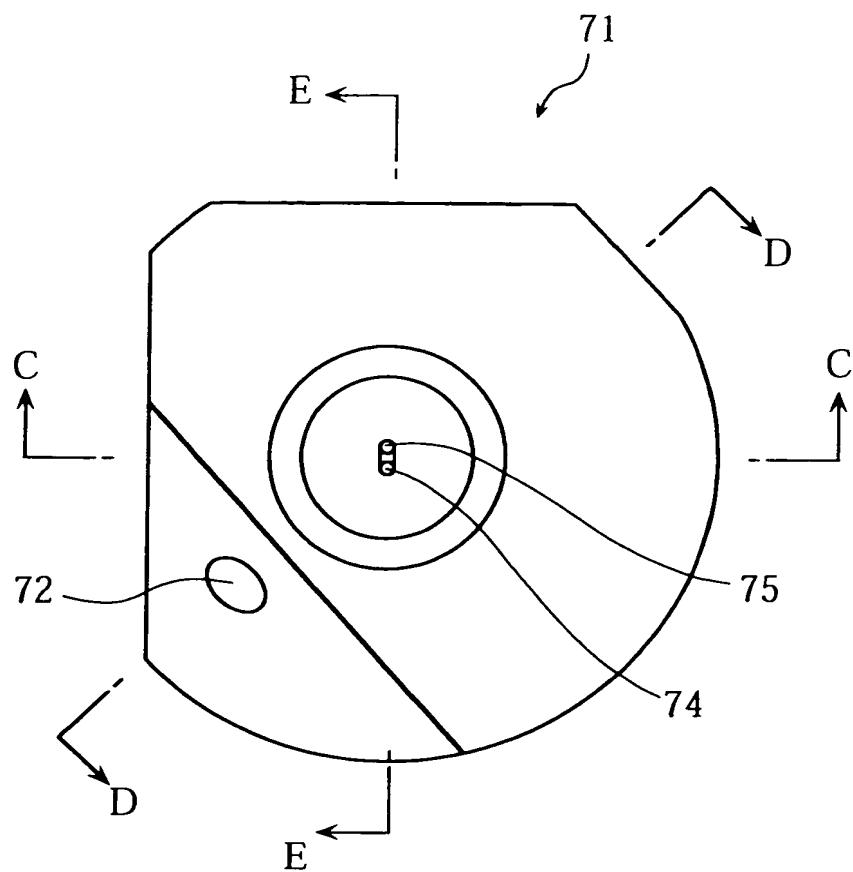
【図7】



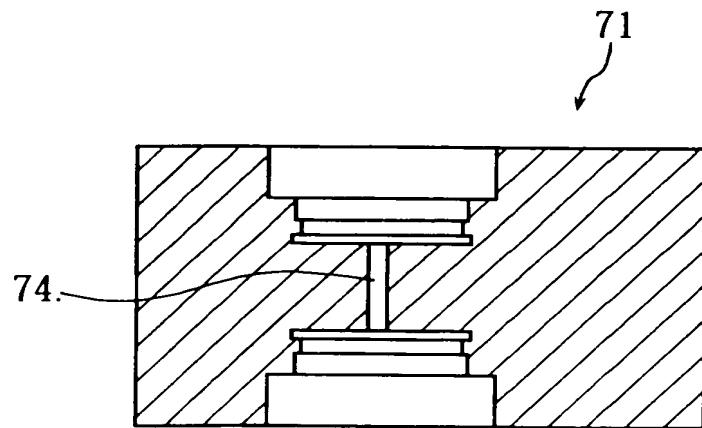
【図8】



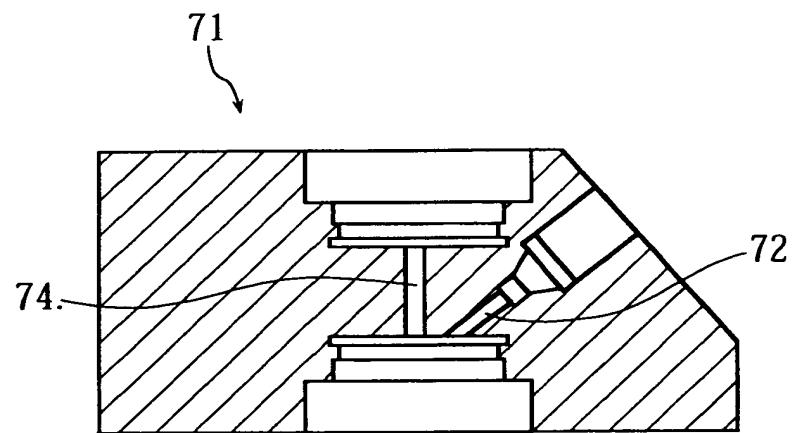
【図9】



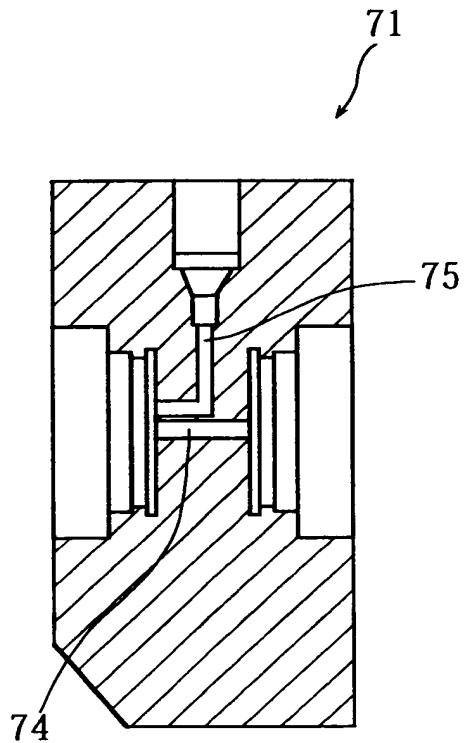
【図10】



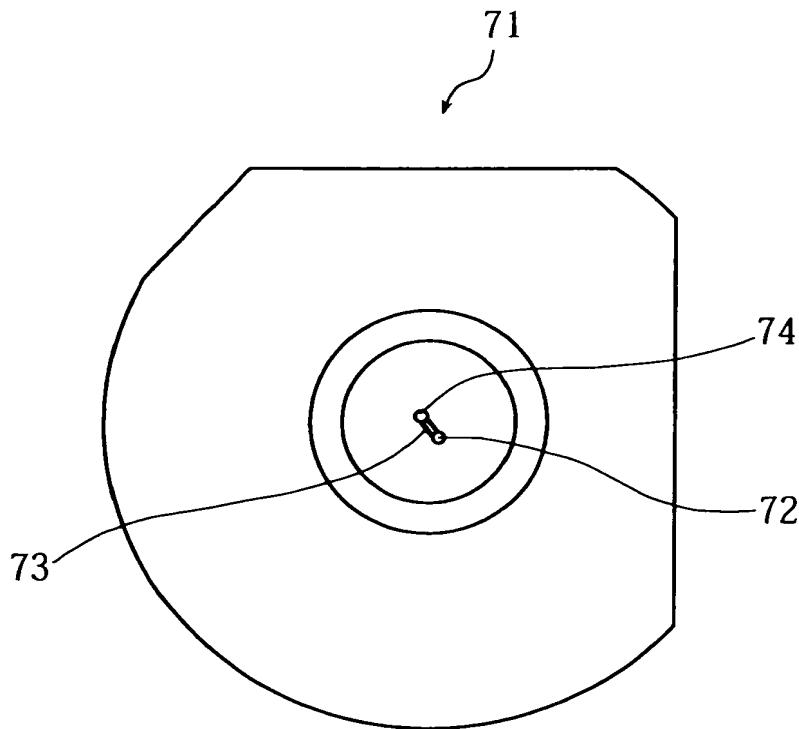
【図11】



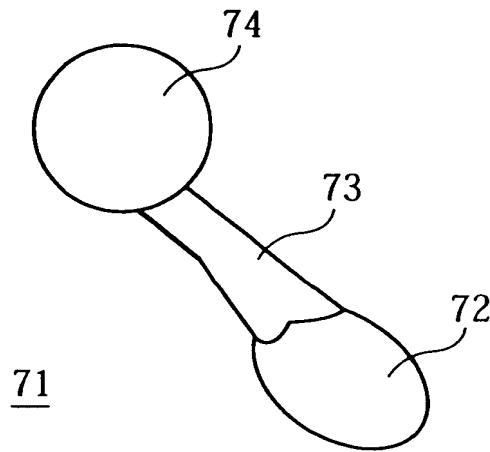
【図12】



【図13】



【図14】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 試料の濃度のばらつきに起因する高濃度成分の測定誤差を解消できると同時に、拡散コイルに起因する低濃度成分の分析能力の低下や溶出成分の分析時間の増加をなくすことができる結果、正確かつ迅速な測定を行なえる高速液体クロマトグラフィー装置を提供する。

【解決手段】 検出器は、カラムからの被検液が流入する供給流路 56 と、この供給流路 56 を通った被検液を測定流路 55 に流入させる渦流生成路 58 とをしており、渦流生成路 58 は、測定流路 55 に流入する被検液に渦流を生じさせることにより流路断面における濃度を均一化させる構成とした。

【選択図】 図 5

認定・付加情報

特許出願の番号	平成11年 特許願 第276450号
受付番号	59900949899
書類名	特許願
担当官	池田 澄夫 6987
作成日	平成11年10月 5日

<認定情報・付加情報>

【特許出願人】

【識別番号】 000141897

【住所又は居所】 京都府京都市南区東九条西明田町57番地

【氏名又は名称】 株式会社京都第一科学

【代理人】

【識別番号】 100086380

【住所又は居所】 大阪府大阪市天王寺区玉造元町2番32-130

1 共栄国際特許事務所

吉田 稔

【選任した代理人】

【識別番号】 100103078

【住所又は居所】 大阪府大阪市天王寺区玉造元町2番32-130

1 共栄国際特許商標事務所

田中 達也

【選任した代理人】

【識別番号】 100105832

【住所又は居所】 大阪市天王寺区玉造元町2番32-1301 共

栄国際特許商標事務所

福元 義和

次頁無

出願人履歴情報

識別番号 [000141897]

1. 変更年月日 1990年 8月11日

[変更理由] 新規登録

住 所 京都府京都市南区東九条西明田町57番地
氏 名 株式会社京都第一科学

2. 変更年月日 2000年 6月12日

[変更理由] 名称変更

住 所 京都府京都市南区東九条西明田町57番地
氏 名 アークレイ株式会社